

PROSTHETIC JOINT

Publication number: JP3502291T

Publication date: 1991-05-30

Inventor:

Applicant:

Classification:

- International: A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00; A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00; (IPC1-7): A61F2/32; A61F2/38

- European: A61F2/38D2C; A61F2/38K; A61F2/38S

Application number: JP19890502290 19890131

Priority number(s): US19860151429 19860202

Also published as:

WO8906947 (A'
EP0400045 (A1
US4888021 (A1
EP0400045 (A4
EP0400045 (A0

[more >>](#)

[Report a data error](#)

Abstract not available for JP3502291T

Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

1 PROSTHETIC JOINT

Inventor: FORTE MARK R (US); NOILES DOUGLAS G (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)

Publication info: AT121925T T - 1995-05-15

Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP A (US)
IPC: A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00 (+4)

2 PROSTHETIC JOINT

Inventor: FORTE MARK R (US); NOILES DOUGLAS G (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)

Publication info: CA1290899 C - 1991-10-22

Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP (US)
IPC: A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00 (+4)

3 PROSTHETIC JOINT

Inventor: FORTE MARK (US); NOILES DOUGLAS (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)

Publication info: DE68922487D D1 - 1995-06-08

Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP N (US)
IPC: A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00 (+4)

4 PROSTHETIC JOINT

Inventor: FORTE MARK (US); NOILES DOUGLAS (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)

Publication info: DE68922487T T2 - 1995-09-07

Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP N (US)
IPC: A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00 (+4)

5 PROSTHETIC JOINT.

Inventor: FORTE MARK R (US); NOILES DOUGLAS G (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)

Publication info: EP0400045 A1 - 1990-12-05
EP0400045 A4 - 1991-04-17
EP0400045 B1 - 1995-05-03

Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP A (US)
IPC: A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00 (+4)

6 Prosthetic joint.

Inventor: FORTE MARK R (US); NOILES DOUGLAS G (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)

Publication info: EP0627203 A2 - 1994-12-07
EP0627203 A3 - 1995-03-15

Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP (US)
IPC: A61F2/38; A61F2/00; A61F2/38 (+2)

7 PROSTHETIC JOINT

Inventor:
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)

Publication info: JP2779857B2 B2 - 1998-07-23
JP3502291T T - 1991-05-30

Applicant:
IPC: A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00 (+3)

8 Knee and patellar prosthesis

Inventor: FORTE MARK R (US); NOILES DOUGLAS G (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)

Publication info: US4888021 A - 1989-12-19

Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP (US)
IPC: A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00 (+4)

9 Prosthetic joint

Inventor: FORTE MARK R (US); NOILES DOUGLAS G (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)

Publication info: US5011496 A - 1991-04-30

Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP (US)
IPC: A61F2/38; A61F2/00; A61F2/38 (+3)

10 PROSTHETIC JOINT

Inventor: FORTE MARK R (US); NOILES DOUGLAS G (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)

Publication info: WO8906947 A1 - 1989-08-10

Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP (US)
IPC: A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00 (+4)

⑪公表特許公報 (A)

平3-502291

⑫公表 平成3年(1991)5月30日

⑬Int. Cl. 5
A 61 F 2/36
2/32

識別記号

府内整理番号
7603-4C
7603-4C審査請求未請求
予備審査請求有

部門(区分) 1 (2)

(全10頁)

⑭発明の名称 人工関節

⑮特 願 平1-502290

⑯出 願 平1(1989) 1月31日

⑰翻訳文提出日 平2(1990)8月1日

⑱国際出願 PCT/US89/00387

⑲国際公開番号 WO89/06947

⑳国際公開日 平1(1989)8月10日

優先権主張 ⑪1988年2月2日米国(US)⑫151,429

⑭発明者 フォート、マーク・アール

アメリカ合衆国⑬07058ヌー・ジャージー州バイン・ブルツク、オーラー・レーン 11

⑭発明者 ノイルス、ダグラス・ジー

アメリカ合衆国⑬06840コネチカット州ニュー・キヤナン、エルム・ブレイス 114

⑮出願人 ジョイント・メディカル・プロダクツ・コーポレーション

アメリカ合衆国⑬06902コネチカット州スタンフォード、カナル・ストリート 860

⑯代理人 弁理士 山崎 行造 外2名

⑰指定国 A T(広域特許), B E(広域特許), C H(広域特許), D E(広域特許), F R(広域特許), G B(広域特許), I T(広域特許), J P, L U(広域特許), N L(広域特許), S E(広域特許)

請求の範囲

1 伸展位置と、回収位置の間で運動可能な人工関節であって、上記運動が、伸展位置と中間位置間に亘る小セグメントと、該中間位置と回収位置間に亘る大セグメントとを有している人工関節であって、

第1カム装置と、第1部分と第2部分とを具備してて、該第1部分の曲率が第2部分の曲率よりも小さい凸形支持面とを有する第1部材と、

第2カム装置と、第1部分と第2部分とを具備してて、該第1部分の曲率が第2部分の曲率よりも小さい回形支持面とを有する第2部材と、
上記運動の小セグメント時に、上記凸形支持面の第1部分を上記凸形支持面の第1部分に係合させ、
上記運動の大セグメント時に、上記回形支持面の第2部分を上記凸形支持面の第2部分に係合させ、かつ上記第2部分同士が係合中に、上記関節が屈曲運動の固定軸線の回りを移動し、さらに上記屈曲運動が、上記第2部分間の運動を伴わない相対運動によって発生し、

上記第1および第2カム装置が、上記関節運動の小セグメント中に相互作用を行い、上記関節が伸展位置と中間位置の間で移動する際に、上記相互作用によって上記第1および第2支持面が実質的に運動することなく相対運動するので、上記支持面間の接触線が上記支持面の第2部分に向かって移動することを伴うと

る、人工関節。

2 上記凸形支持面と回形支持面の間の接触面積が、第1部分同士の係合時よりも、第2部分同士の係合時に大きくなる、請求項1記載の人工関節。

3 上記関節運動の大セグメント中に、上記回形および凸形支持面の第2部分同士が噛合する、請求項1記載の人工関節。

4 上記凸形および回形支持面の第2部分の各々が設付き面を形成している、請求項3記載の人工関節。

5 上記凸形および回形支持面の第2部分が、実質的に上記関節の全幅に亘る回転面である、請求項4記載の人工関節。

6 上記関節運動の小セグメントが約30°未満である、請求項1記載の人工関節。

7 上記第1部材が、入口膝関節の大脛骨部を有し、かつ上記大脛骨部が外表面を有する本体を具備しており、上記外表面が、上記拘束装置を大脛骨に接続した際に前方に配置される第1部分と、遠方に配置される第2部分とを有しており、上記外表面の第1部分が膝蓋骨接続部と係合可能な構造を有しておらず、上記外表面の第2部分が膝蓋骨接続部と係合可能な軌道を具備しており、上記軌道が2本のレールを含み、上記各レールの表面であって、上記レールの軌道線が直角な方向の断面形状が直線または凹形曲線のいずれかであり、上記断面形状がレールの全長に亘って一定で

あり、上記レールが上記くぼみから延出するとともに、上記各レール表面の断面形状が上記レールとくぼみとの交点における上記くぼみ表面の断面形状に適合させであるので、各レールの表面とくぼみの表面が連続するようになる、請求項1記載の人工関節。

8 上記各レールの断面形状が凹形であり、かつ円の一部分である、請求項7記載の人工関節。

9 上記各レールに対して、上記レールの軸軸線に直角な線に沿って接触する膝蓋骨補装器を具備する、請求項7記載の人工関節。

10 サドル形面を有しており、かつ少なくとも軌道の一部分について、上記各レールで該レールの全長に亘って延出する区域と接触する、膝蓋骨補装器を具備する、請求項8記載の人工関節。

11 上記第1部材が、人工膝関節の大腿骨部を含有しており、上記第1部材が外表面を有する木体を含有しており、上記外表面の一部分が、上記補装器を大腿骨内に移植させた際に、道方に配置されており、上記部分が、2本のレールを有していてからは大腿骨補装器と係合可能な軌道を含有しており、さらに上記各レール表面の断面形状が、上記レールの軸軸線と直角な方向に沿って、i) 直線または凹形曲線のいずれか、およびii) 上記レールの全長に沿って一定にしてある、請求項1記載の人工関節。

12 上記各レールの断面形状が凹形であり、かつ円の一

部分である、請求項11記載の人工関節。

13 上記各レールに対して、上記レールの軸軸線に直角な方向に沿って接触する、膝蓋骨補装器を組み合わせた、請求項11記載の人工関節。

14 サドル形面を有しており、かつ少なくとも軌道の一部分について、上記各レールで該レールの全長に亘って延出する区域と接触する膝蓋骨補装器を具備する、請求項11記載の人工関節。

明細書

人工関節

本発明の背景

1 本発明の技術分野

本発明は、人工関節、より詳しく言えば人工膝関節に関する。

2 行先技術の説明

普通人の膝の屈曲と伸展は、三つの骨すなわち、大腿骨と、脛骨と、膝蓋骨との複雑な運動を含有している。屈曲中に、大腿骨の遠端部と、脛骨の近端部とは相対移動し、このとき膝関節の回転中心は、大腿者の骨頭上で後方に移動する。伸展中には、脛骨と大腿骨は反対方向の軌跡を描いて、回転中心は、膝関節の伸展に従って前方に移動する。大腿骨と脛骨との運動と同時に、膝蓋骨が大腿骨頭の表面上に移動しながら、膝蓋骨を脛骨に沿よる膝蓋帶によって、脛蓋骨から比較的一定の距離を維持している。

膝関節の人工補装器として様々な提案が提出されている。例えば、米国特許第2,936,614号、第4,215,831号、第4,381,553号、第3,721,712号、第4,217,661号、第4,212,217号、第3,811,700号、西独特許第1,221,091号および第1,501,171号、フランシス特許第2,269,324号および第1,471,462号を参照されたい。該全体直進の場合には、大腿骨の骨頭と脛骨頭とを外科的に切除して補装器部材に置換する。球状ドーム形または円錐形プラス

チックボタンなどの膝蓋骨補装器は、通常、膝蓋骨の後方に固定されて、膝蓋骨と大腿骨補装器の間に接着界面としての役目をする。

膝と類似の機能を有する人工関節を製造するために様々な努力が行われている。特に、関節を屈曲させた際に、胫骨部材に対して大腿骨部材の後方移動（胫骨上での大転骨のロールバック）を生じる様々な装置が提案されている。例えば、米国特許第4,191,911号では、大腿骨部材と胫骨部材との案内面を用いて、頭を徐々に屈曲させる際に、該部材間の接触部が胫骨部材上を後方移動するよう案内する人工膝関節を提示している。この後方移動は放屈筋の屈曲の大部分に亘って行われる。米国特許第4,191,911号では、大腿骨部材が、完全屈曲またはその辺界において、胫骨部材に対して後方へ移動する別の構成について開示している。また、米国特許第3,116,915号を参照されたい。

これらの先行技術の装置は、大腿骨と胫骨との支持面間の接触面積が小さいという欠点を有している。また、該関節を屈曲させた際に、接触面積がさらに減少するようになる。屈曲中に、例えば、降ったり、階段を上ったり、椅子から立ち上がるなどの活動中に、該関節に高荷重が加えられ、この荷重を該支持面間の接触面で支持する必要がある。接触面積が小さく、高荷重が加わると、支持面同士が早めに摩耗する結果となり、好みしくない。米国特許第4,191,911号では、大腿部の支持面を有する

膝関節を開示している。しかし、この関節の大脛骨部材は、自然の膝の場合のように、屈曲時に、胫骨部材に対して後方に移動しない。

また、膝蓋骨補強装置の機能向上のために複々な努力が行われている。例えば、米国特許第4,716,151号、第4,193,711号、および第4,116,311号を参照されたい。特に、大脛骨部材の後方面は、該関節の完全伸展時またはその近辺で膝蓋骨補強装置を受容する凹状くぼみを具備している。例えば、米国特許第4,713,135号および第4,193,511号を参照されたい。同样に、大脛骨部材の遠方面は、該関節の屈曲時に、膝蓋骨補強装置を受容する軌道を有している。注目すべきことは、これらの先行技術の軌道上で膝蓋骨補強装置と併合する表面が、凸状に形成されていることがある。実際に、該装置の外表面の斜面において、不連続部が、前方面の凹状くぼみと後方面の凸状軌道間の交点に生じている。

凸状軌道を使用した補強装置は様々な欠点を有している。代表的な球状ドーム形または円錐形膝蓋骨補強装置と併用する場合に、該軌道と膝蓋骨補強装置とは点接触するのみである。前述したように、人工関節は、屈曲時、すなわち、膝蓋骨補強装置を遠方軌道と接触させたとき、高荷重が加えられる。このように高荷重と点接触とが組み合わされる結果、膝蓋骨補強装置の早期磨耗が生じる。事実、金属製支持プレート上に装着されたプラスチック転送を有する膝蓋骨補強装置の場合、該転送が完全磨耗して、企

異形プレートと金属製大脛骨部材とが現場で互いにこすり摩擦するのが観察されている。

点接触問題に加えて、大脛骨補強装置の外表面における凹状くぼみと凸状軌道間の交点に生じる不連続部は、膝蓋骨補強装置の磨耗も促進して、該装置全体の円滑な作動を低下させしめる。

前述米国特許第4,713,151号では、凸状軌道との接接触を達成する膝蓋骨補強装置の構成を開示している。しかし、この構成は、該方式の円滑に作動するために、外科手術中に大脛骨補強装置と正確に重合させる必要性がある。複数の膝蓋ボタン形状を用いている。また、リビジョン外科において、従来の膝蓋骨補強装置は通常、置換しない。大部分の従来型膝蓋骨補強装置は円錐形あるいは球状ドーム形ボタン型のものである。米国特許第4,193,511号は、その他の先行技術の構成と同様に、この種の球状ドーム形または円錐形膝蓋骨補強装置と併用した場合に、点接触が生じるのみである。

本発明の要約

前述した技術の現状に鑑み、本発明の目的は、人工関節、特に人工膝関節に関する。

より詳しく述べれば、本発明の目的は、大脛骨部材と胫骨部材などの2個の部材を具備する人工関節であって、該関節が伸展位置から屈曲位置に移動する際に、第1部材が第2部材に対して並進し、また第1部材と第2部材の支持面間の接触面積が大きく、特に、該関節の屈曲時

に大きい人工関節を提供することにある。本発明の別の目的は、その遠方面の形状が、通常、リビジョン外科で使用される球状ドーム形および円錐形ボタン式補強装置との接触部を含めて、膝蓋骨補強装置と、点接触ではなく、線接触し得るよう形成してある、大脛骨補強装置を提供することにある。

上記およびそれ以外の諸目的を達成するために、本発明は、伸展位置と、中間位置と、屈曲位置とを有する人工関節を提供する。該関節の運動は、伸展位置と中間位置と屈曲位置間の移動を含む有する小セグメントと、中間位置と屈曲位置間の移動を含む有する大セグメントとを含む有している。

該関節は、2箇の部材、例えば、膝蓋部材の場合、大脛骨部材と胫骨部材とを具備している。各部材は、支持面とカム部材とを有している。各支持面は、第1部分と第2部分とを有しておらず、第1部分同士は該関節運動の小セグメント中に係合するのに對して、第2部分同士は該関節運動の大セグメント中に係合する。特徴の好ましい実施態様では、第2部分が、前掲米国特許第4,631,441号（その関連部分は本仕様書に引削として包含してある）中に開示された型式の大面積で、段付き支持面を有している。

該関節運動の大セグメント中に、該関節運動は、屈曲軌道の回りの回転運動を含む有している。この回転運動は、第2部分同士の支持面の相対滑動によって生じる。第1部材と第2部材とのカム部材同士は、該関節運動の小セ

メント中に互いに相互作用する。特に、該関節が伸展位置と中間位置間で移動する際に、カム部材によって、支持面の第1部分同士が相対転動せしめられる。

該関節の好ましい構成では、支持面の第2部分間の接触面積が、第1部分間の接触面積よりも大きい。この構成は、前述したように、該関節運動の大セグメント中に、第2支持面同士が係合するので、該関節の作動支持接触部が最大になる。さらに、該関節の場合、この構成は該関節の屈曲時、すなわち該関節が高荷重を受けている際に、大きな接触面積を提供する。

本発明の別の特徴は、その外表面が前方部分と遠方部分とを有する大脛骨補強装置を提供することにある。該前部部分は、膝蓋骨補強装置と併合するくぼみを有しており、また遠方部分は同じ目的のための軌道を有している。該軌道はくぼみと交差する2本のレールを有している。該各レールの表面は、該レールの軌道解に直角な方向の断面形状が、1) 直線または凹形曲線のいずれかであり、2) 该レールの全長に沿って一定であり、また3) 該レールと該くぼみ間の交点における該くぼみの表面輪郭に整合するようにしてある。

このような構成を用いることによって、該膝蓋骨補強装置は、大脛骨補強装置の前面と遠方部分の移動を含めて、これら表面が円滑に移動する。また、該膝蓋骨補強装置は、該大脛骨補強装置の遠方部と線接触する。特に、レールの輪郭が直線の一部分である場合には、円錐形膝

蓋骨ボタンとの接触部が達成され、また、該レールの輪郭が四形曲線であるとき、球状ドーム形膝蓋骨補装器との接触部が達成される。

添付図面は、本仕様書の一部を構成し、本発明の好ましい実施態様を説示しており、かつ発明の詳細な説明と共に、本発明の原理を説明する役目を果たしている。該図面と説明が、本発明の説明を目的にするもので限定するものではないことは、当然理解すべきであろう。特に、説明の便宜上、下記の説明は人工耳蜗開創に関するものであるが、本発明の様々な特徴は、人工耳蜗開創など他の要式の人工耳蜗開創にも適用できることは、理解すべきである。図面の簡単な説明

第1回　本題

第1図は、本発明に係る半導体式表面波高周波振子の分解透視図である。

第2図は、第1図に示す歯列の歯背面部材を示す側面図である。

第3図は、第1図に示す関節の大脛骨部材の前方面において、第1図に示す関節の膝蓋骨部材と該前方面との係合を示す図面である。

第4図は、第1図に示す関節の大腿骨部材の前面において、膝蓋骨部材と、該大腿骨部材の遠方面との係合を示す図面である。

第5図は、第1図に示す関節の大腿骨部材の遠方面において、膝蓋骨部材と、該前面との係合を示す図面である。

第6図は、第4図の線6-6についての断面図である。

第7図ないし第10図は、第1図に示す開端において、屈曲角度が 0° 、 16° 、 45° および 120° の場合を示す断面図である。

第11図は、第1図に示す関節において、伸展過度角度 $45 - 60^\circ$ の場合を示す側面図である。

第12図と第13図とは、本発明の膝蓋骨部材と大脛骨部材間の係合（第13図）と、先行技術に基づく補装器で達

成される場合(第12図)とを比較したものである。

第15図は、第14図に示す開節において、該種装置の中心線についての断面図である。

第16図は、第14図に示す開筋における大腿骨筋材と膝蓋骨筋材とを示す側面図である。

第11図は、第14図に示す関節の大脛骨部材の遠方に於いて、膝蓋骨部材と該遠方面との係合を示す図面である。

第18図は、サドル形表面を有する膝蓋骨部材を示す透視図である。

第19図と第20図とは、第14図に示す関節の大脛骨部材を、球状ドーム形膝蓋骨ボタンと併合した場合（第20図）と、第18図に示す膝蓋骨捕獲装置と併合した場合（第19図）とを比較した矢状面についての断面図である。

好みしい実施様様の説明

これらの図面を参考すると、第1図は、本発明に係わる半拘束型人工股関節の分解図である。この関節は、大腸骨部（13）と、胫骨部（11）および胫骨スリーブ（14）を有する胫骨部（11）とを含有している。後述するように、股関節は、胫骨部拆装部（16）との相互作用で内拘束に行なうよう設計されている。

大脛骨部 (11) と腰背面部 (12) とは、互いに嵌合する凸凹支持面 (13) と、凹状支持面 (14) をそれぞれ担当している (第1回参照)。第6回に示されるように、大脛骨の凸状支持面 (11) は、半径R₁で示される部分 (121) と、半径R₂で示される部分 (122) と、半径R₃で示す部分 (123) と、半径R₄で示される部分 (124) を含めている。また、大脛骨の凸状面 (13) は、半径R₅で示す部分 (141) を含めている。半径R₆は半径R₅と同一中心を有するので、部分 (142) は部分 (121) と同心である。また、部分 (125) は本仕様書中では凸状支持面 (11) の第1部分と呼ばれるものに対して、而分 (142) (143) (144) の組み合せが、凸状支持面 (13) の第2部分と呼ばれる。

第2図に示されるように、脛骨部の凹状支持面(31)は、半径R₁で示される部分(31a)と、その半径が、大腿骨部(11)の半径R₂より大きい、平坦または凹形の部分(31b)と、半径R₃で示される部分(31c)とを有している。また、脛骨部の凹状支持面(31)は、半径R₄で示す部分(31d)を有している。半径R₁は半径R₂より大きい。

R_1 と同一中心を有するので、部分 (341) は部分 (34) と同心である。また、部分 (341) は、本仕様書中で団状支持面 (34) の第 1 部分と呼ばれるのに対して、部分 (341, 342) の組合せが、団状支持面 (34) の第 2 部分と呼ばれている。

第1図と第5図に示すように、部分(201, 101, 102)と部分(311, 312, 313)の名は、2種の離難部分を包含している。部分(204, 314)の離難部分を、それぞれ部分(131, 314)と組み合わせることによって、前南米国特許第6,634,444号に開示された形式の脱付き袖受が形成される。これらの図面に示すように、これらの脱付き袖受は該装置基部の全様に亘って延伸して、該装置の屈筋運動のための大きな対摩耗性支持面を提供する。詳しくは、部分(131, 294)、すなわち凸状支持面(291)の第2部分と、部分(141, 142)、すなわち凹状支持面(141)の第2部分とが、回転面、すなわち円筒状である。ただし、他の袖受部も本発明の実施のために使用することができる。

これらの支持面がその回転軸線に垂直な方向に解脱できるように、凹状支持面(14)の第2部分が、凸状支持面(12)の第2部分の半分未満を包囲している。特に、第9図に示すように、第2部分同士は、角度Aで係合し、該角度は開閉の実験操作の場合には約15°である。

部分 (34c) の離隔部分は、盤部 (11) によって部分 (14d) に連結されている。同様に、部分 (10c) の離隔部

分は、脛部 (18) によって部分 (20) に連結されている。これらの要素を設けることによって、関節組立体が軸受 (20, 34) の第2部分の回転軸線に沿って転位するのを防止できる。特に、これらの要素を保合せしめることによって、支持面 (20, 34) が相対運動を制限される。注目すべきことは、このような安定化が、2側の後方向に隣接した支持面間にポストなどを使用するような専業界で周知の他の後方向安定化方法に見られるように、支持面の全軸を構成にしないで達成されることである。

これらの図面に示すように、部分 (14, 14c) の外表面は同一の曲面半径を有しており、これらの曲面半径は、部分 (14, 14c) の曲面半径よりも大きい。これらの支持面は図示以外の曲面半径を有することができるが、その場合の曲面半径は、該関節が後方向に転位するのを防止する程度の高さを有する壁面 (14, 4) を提供するように、設定することを理解すべきである。

第2図中に最も多く見られるように、脛骨面部 (12) は、支持面 (4) に加えて、カム装置 (41) を具備している。同様に、第6図に示すように、大脛骨部 (10) はカム装置 (41) を含有している。カム装置 (41) は、部分 (34) の脛骨部分間に配置しており、かつ部分 (34) の脛骨部分を有している。カム装置 (41) は、部分 (34) の脛骨部分間に配置しており、かつ部分 (34) の脛骨部分を有している。カム装置 (41) は、脛部 (14) の延長部分によって部分 (34) に連結してある。

同様に、カム装置 (41) は、脛部 (14) の脛長部分によって部分 (20) に連結してある。また、これらの脛長部分を互いに係合させることによって、該関節が様々な屈曲角度でも転位するのを規制することができる。

カム装置 (41, 42) の作動は、第7図ないし第11図に示されている。第7図は、該関節の伸展位置を、第8図は、該関節の中間位置を、第9図および第10図は、屈曲角が約15°と25°の該関節を示している。

これらの図面に示すように、部分 (20, 34) 、すなわち脛面 (12, 34) の第1部分は、該関節の伸展位置の際に係合し (第7図) 、かつ該関節が伸展位置から中間位置へ移動するとき、互いに相対転動する (第8図) 。この転動中の部分 (20, 34) 間の理論的接触は、鍼接触である。カム装置 (41, 42) は、該関節運動のこの部分の際に、相互作用するので、これら支持面間の転動が弾性、拘束される。鍼での自然力が、関節運動の小セグメントを運びて、カム装置の接触を維持する傾向がある。

部分 (20, 34) は、部分 (14, 34c) と同様に、中間位置で係合し始め、残りの該関節の屈曲にわたって、係合を維持している (第9図および第10図) 。表面 (16, 16c) のこれらの第2部分が係合している際の該関節運動は、半径R₁、とR₂の共通中心で形成される、袖錶の回りの該関節の単純回転を有している。これらの第2部分は、この回転中に互いに滑動する。

前述したように、理論的には鍼接触に過ぎない、第1

部分の係合から第2部分の係合への移行によって、これらの支持面間の接触面積が増大する。特に、部分 (34) と部分 (34c) との確合および部分 (20) と部分 (34c) との確合によって、接触面積が増大する。中間位置を越える屈曲運動は、増大した屈曲角での重複支持に伴う高度の大脛骨対脛骨荷重に抵抗する、相当な接触支持面積によって達成される。第1図に示す関節の場合、この確合支持面積は約4.42 cm² (111²) の程度である。

該関節運動の大セグメントにわたって、支持面間の接触面積を最大化するために、これら支持面の第1部分と第2部分の間の軸位が、該関節の屈曲の初期に行われる。第7図ないし第11図では、この軸位は、屈曲角が、該関節の伸展位置から約15°で生じる。従って、該関節運動は、0°から約15°までの小セグメントと、約15°から該関節の屈曲位置、例えば、100°ないし110°までの、大セグメントを含むし、この場合、大セグメントは小セグメントの約5倍大きくなる。

これら支持面の第1部分と第2部分間の軸位点は、屈曲角が15°以上または以下のいずれの場合にでも設定できるのは当然である。一般に、軸位点は、これら第2部分の係合に伴う支持面接触面積の増大という利点をフルに活かすために、屈曲角が約15°以下の所に設定すべきである。

伸展位と屈曲位置の間の運動に加えて、第1図に示す関節は伸展速度にことができる。伸展速度の許容

量は、大脛骨部 (10) 上の表面 (11) (第6図参照) を、脛骨面部 (12) の表面 (11) (第2図参照) と係合することによって決定される。また、大脛骨の表面 (11) の半径R₁が、脛骨の表面 (11) の半径R₂と接続するので、伸展速度が抑制される。第11図は、完全伸展速度状態の関節を示している。図示の関節の場合、伸展速度は-6°/sに制限されている。それ以上またはそれ以下の伸展速度量は所望により許容することができる。

凸状支持面 (31) とカム装置 (41) に加えて、大脛骨部 (10) は、標準外科技術を用いて患者の大脛骨内に移植可能な固定シャンクを有している。同様に、凹状支持面 (31) とカム装置 (41) に加えて、脛骨面部 (12) が坐骨下軸 (51) と、スラスト接触面 (31) とを有している。第2図に示すように、坐骨下軸 (51) はオプションとして金属製補強棒 (71) を具備することができる。

関節組立体では、脛骨面部 (12) の底部の支持面 (31) が、支持面 (31) すなわち脛骨スリーブ (11) の上面と融合しており、かつ坐骨下軸 (51) は、脛骨スリーブの本体に形成された穴 (51) に受容される。その関連部分が本仕様書中に引例として包含された前記米国特許第6,218,881号および第6,381,551号中に詳述されるように、これらの材料の配置によって、大脛骨と脛骨が完全伸展位置から屈曲位置へ移動する際に、脛骨スリーブ (11) が脛骨面部 (12) に対して相対回転する。屈曲運動時に、脛骨のその接触面の回転は通常、11°

特表平3-502291(6)

ないし15"である。

脛骨スリーブ(14)は、患者の上方部分に移動可能である。この移動では、様々な方法を使用することができます。この種の一つ方法は、本出願の購入人には譲渡された、「人工装置を骨に固定する装置」という名前を有する、特許協力条約の国際公開第W185/131414号に記載されている。要するに、この方法は、脛骨の上端部の患者の内表面の一部分と被合する形状を有する外表面(51)を脛骨スリーブ(14)に接するが有る。解剖学的な輪郭形成に加えて、この表面はくさび剪断装置を、脛骨内の圧縮荷重に変化させる形状(61)を有している。この方法の詳細は、上記国際公開に記載されている。

また、大腿骨部(10)は、脛骨部(13)と係合するほか、膝蓋骨補装器(16)と係合する。この目的のために、該大腿骨部の前面は、凹状くぼみ(21)を具備しており、また、遠方側は、状くぼみと対応する軌道(41)を有している。軌道(41)は、レール(41)を含む有り、各レール(41)は、該レールの軌道軸に直角な方向に沿った断面形状が、1) 直線または凹形曲線のいずれかであり、2) 该レールの全長に亘って一定であり、かつ3) 该レールと該くぼみの間の交点でのくぼみ(21)の表面の形状に合わせられている。

本発明に係わるレール(41)を製造する利点は、第11図および第12図中に示されている。第11図は、先行技術で用いられる構成であって、膝蓋骨補装器(16)と係合

する、大腿骨補装器(12)の遠方面が凸状に形成されているものを示している。この図面に示されているように、これらの補装器は、点(13)において点接触する事に過ぎない。このような点接触の結果、膝蓋骨補装器の磨耗率が増大する。また、この種の先行技術に係わる補装器では、該凸状表面と、該膝蓋骨補装器を受容する該補装器の前面に形成された凹状くぼみ間の交点に、明瞭な勾配の変化が存在する。

第11図と対照的に、第13図に示すように、本発明に基づく形状のレール(41)を設ける場合、膝蓋骨補装器と、大腿骨補装器の間に曲線(51)に沿って輪接軸が達成される。第4図中に示されるように、この輪接軸を球状ドーム形膝蓋骨ボタンで達成するために、曲線(51)は、該膝蓋骨補装器のドーム形表面と同一の曲率半径R₁を有する円の一部分である。代表的な補装器寸法の場合、各曲線(51)の長さは該レール幅に相当するもので、5ないし6mmの程度である。

該膝蓋骨補装器と、該大腿骨補装器の遠方面の間に輪接軸が達成された場合の磨耗率は、点接触の場合の磨耗率と比べて大幅に低下する。また、例えば、第1図に見られるように、レール(41)の凹状輪郭によって、該レールと凹状輪郭(21)の間の転位が完全に円滑になる。

円錐形膝蓋骨ボタンの場合、レール(41)は、回転ではなく、直線の一部分である。このような場合には、底面(12)は、該レールと該くぼみ間の転位を円滑にする

ために、V字形、すなわち2個の内向斜平面を具備することが好ましい。

大腿骨補装器の遠方面との接触がさらに増大する、本発明と併用可能な膝蓋骨補装器(16)が、第11図に示してある。この補装器の前面は、該補装器を患者の膝蓋骨の遠方面に固定する台町(11)を具備している。開閉組立部において該大腿骨補装器と係合する、該補装器の遠方面はサドル形に形成されている。

第14図に示すように、該サドルは正中線、横方向に沿って、曲率半径R₂を有している。この曲率はレール(41)の正中線、横方向の曲率半径(第4図および第13図参照)に合わせてあるので、球状ドーム形膝蓋骨補装器の場合のようないくぼみがこの方向に沿って達成される。このサドルは、縦100および120についてそれぞれ曲率半径R₂およびR_{2'}を有している。第6図に見られるように、R₂は、レール(41)の外端部の曲率半径であり、R_{2'}は、該レールの内端部の曲率半径である。従って、膝蓋骨補装器(16)は、膝蓋骨ボタンを軌道(41)のR₂部分と接触させ、曲面と直角支持とに伴う高度の接触力が作用する際に、該大腿骨補装器のレール(41)と区域(10)に亘って表面接触するのである。

このような接触増加が、第13図および第24図の断面図中に示されている。第24図に示されるように、凹状レール(41)を用いることによって、球状ドーム形ボタンは、区域(13)に沿って面接触することができる。しかし、第

19図に示すように、凹状レール(41)と、第18図に示すサドル形ボタンを有するボタンを使用することによって、区域(13)に亘る接触が達成される。

第14図ないし第21図は、球状ドーム形膝蓋骨補装器(16)またはサドル形膝蓋骨補装器(16)と係合可能な凹状レール(41)を用いた、均束型(締め式)人工膝関節を示している。この補装器の場合、膝蓋面部(13)はヒンジボスト(116)を拘束している。この目的のために、該膝蓋面部は、側壁(12)を有するスロット(110)を有している。該ヒンジボストは、側壁(12)に形成されたビード(118)の下部にフランジ(110)をスタッフ止めすることによって、該膝蓋面部に対して装着される。

ヒンジボスト(116)は、片側1箇づつ2個のフランジ付き袖受(114)を受容する穴(112)を具備している。開閉の組み立て手順は、先ず大腿骨部(10)をヒンジボスト上に嵌め込んで、該大腿骨部上の支持面(13)を、膝骨面部上の支持面(112)と接触させる。次いで、ヒンジビン(114)を大腿骨部と袖受(114)との穴(116)に押通させることによって、ヒンジが組み立てられる。ヒンジビン(114)は、側(12)内に受容されるスナップリング(118)によって、適所に保持される。

第14ないし第21図に示す開閉の場合のように、第11図ないし第22図に示す開閉は、事实上、該開閉の全様に亘って施される大きな支持面を有している。すなわち、該開閉の大膝骨側に開通する支持面は、表面(13)と、

特表平3-502291(ア)

ヒンジピン(115)の下部外表面(134)とを含むしてい
る。脛骨側の相当する同心支持面は、表面(112)と、輪
受け(114)の下部内表面とを有している。

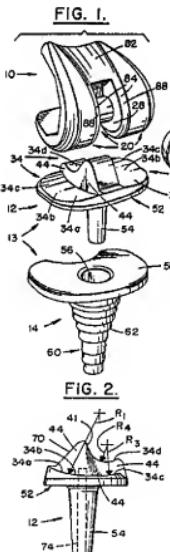
ヒンジピン(115)と、大腿骨部(10)とは、例えば、
チタン合金またはコバルト・クロム合金などの類似の
対磨耗性を有する材料から製造される。同様に、輪受け
(114)と、脛骨面部(11)とは高分子量ポリエチレン
などの類似の対磨耗性を有する材料から製造される。こ
のようにして、これらの支持面が磨耗しても、これらの
表面の同心性が維持される。これは、磨耗性部材、すな
わち、プラスチック部材のすべてが、例えば、脛骨側な
どの該開節の一側に開通しているのに対し、非磨耗性部
材、すなわち、金属製部材のすべてが、大脛骨側などの
該開節の他側に開通しており、かつこれらのプラスチッ
ク部材と同一の中心線の回りの回転面であるためである。
従って、プラスチック部材の磨耗に伴って、共通中心軸
が、例えば、脛骨側に向かって移行するが、これらの金
属製支持面と、プラスチック製支持面の各々は、その合
わせ面に對して同心性を維持するのである。

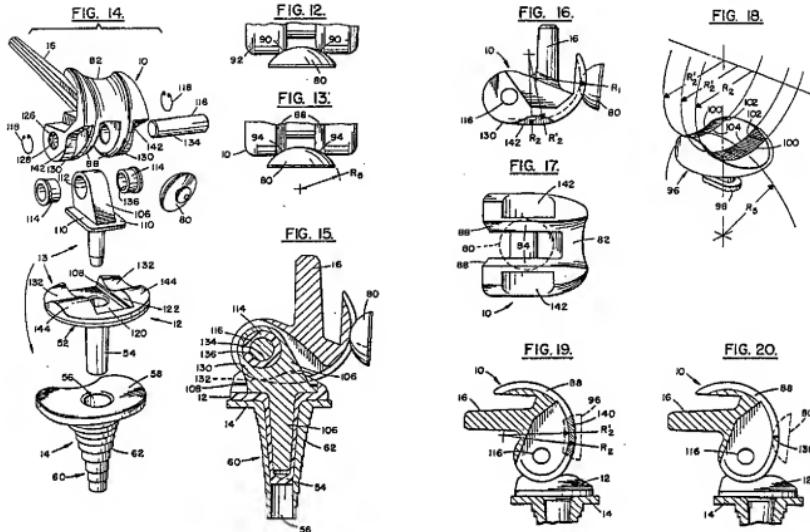
支持面(111)は、爆音開節に通常、使用される支持面
よりも、該開節の正中面から遠方に配置してある。この
ような変更によって、レール(11)を、膝蓋骨捕捉装置と
安定係合できる程度に、互いに離隔させることができる。
該開節の組立時には、レール(11)を黒部(112)の内
部に嵌入させて、スロット(113)内に受容させる。大脛

骨部(10)の外表面は、該開節の伸展限界時には、突起
(14)と保合する溝(112)を有している。

大腿骨部(10)と、脛骨部(11)と、膝蓋骨部(10,
11)は、様々な生体親和性があり、外科的に移植可能
な材料で製造することができる。例えば、米国試験・材
料協会(ASTM)規格F135に記載のコバルト・クロム・モ
リブデン合金を、大腿骨部(10)に、米国試験・材
料協会(ASTM)規格F114に記載のチタン・アルミニウム・
バニジウム合金を、脛骨スリーブ(11)に、さらには、超
高分子量ポリエチレン(EHWEI)を、脛骨面部(11)、
輪受け(114)および膝蓋骨捕捉装置と使用することができ
る。同様に、ヒンジポスト(105)、ヒンジピン(115)お
よびスナッパリング(113)とは、コバルト・クロム合金
またはチタン合金で製造することができる。本発明の人工
開節に適用可能な他の形式の材料または組合せは、
当業者に自明であろう。

本発明の特定の実施形態について説明したが、本発明
の精神と範囲にそむくことなく様々な変更を実行でき
ることは当業者によつて了承されよう。例えば、開閉運
動の小セグメント時に、支持面同士の相対運動を許さ
しめるために、上記以外に様々なカム装置を使用するこ
とができる。





補正書の写し（翻訳文）提出書（特許法第184条の8）

平成2年8月1日

特許庁長官 聞

1 国際出願番号
PCT/US89/003872 発明の名称
人工関節3 特許出願人
住所 アメリカ合衆国 06902コネチカット州スタンフォード、
カナル・ストリート 860
名 称 タイント・メディカル・プロダクツ・コーポレーション4 代理人
住所 東京都千代田区永田町1丁目11番28号
相田永田ビルディング5階
電話 581-9371
氏名 (7101) 井澤士山 執行 通
住所 (7603) 井澤士木村 執
氏名 (9706) 井澤士木村 執
氏名 (9706) 井澤士木村 執5 補正書の提出年月日
1990(平成2年) 2月16日6 請求項の目録
(1) 補正書の写し（翻訳文）

1通

方付

1 伸展位置と、屈曲位置の間で運動可能な人工関節であって、上記運動が、伸展位置と中間位置間に亘る小セグメントと、該中間位置と屈曲位置間に亘る大セグメントとを有している人工関節であって、

第1カム装置と、第1部分と第2部分とを具備していて、該第1部分の曲率が第2部分の曲率よりも小さい凸形支持面とを有する第1部材と、

第2カム装置と、第1部分と第2部分とを具備していて、該第1部分の曲率が第2部分の曲率よりも小さい凹形支持面とを有する第2部材とを具備していて、

上記開閉運動の小セグメント時に、上記凸形支持面の第1部分を上記凸形支持面の第2部分に保合させ、

上記開閉運動の大セグメント時に、上記凸形支持面の第2部分を上記凸形支持面の第1部分に保合させ、

上記開閉運動の大セグメント時に、上記凸形支持面の第2部分を上記凸形支持面の第2部分に保合させ、かつ上記第2部分同士が保合中に、上記開閉が屈曲運動の固定軸線の回りを移動し、さらに上記屈曲運動が、上記2部分間の転動を伴わない相対滑動によって発生し、

上記第1および第2カム装置が、上記開閉運動の小セグメント中に相互作用を行い、上記開閉が伸展位置と中間位置の間で移動する際に、上記相互作用に伴って上記第1および第2支持面が実質的に滑動することなく相対運動するので、上記支持面間の接触線が上記

特表平3-502291 (9)

支持面の第2部分に向かって移動することを特徴とする、人工関節。

2 上記凸形支持面と凹形支持面の間の接触面積が、第1部分同士の係合時よりも、第2部分同士の係合時に大きくなる、請求項1記載の人工関節。

3 上記開閉運動の大セグメント中に、上記凹形および凸形支持面の第2部分同士が噛合する、請求項1記載の人工関節。

4 上記凸形および凹形支持面の第2部分の各々が反対を形成している、請求項3記載の人工関節。

5 上記凸形および凹形支持面の第2部分が、実質的に上記開閉の全幅に亘る回転面である、請求項4記載の人工関節。

6 上記開閉運動の小セグメントが約10°未満である、請求項1記載の人工関節。

7 上記第1部材が、人口膝関節の大脛骨部を含有し、かつ上記大脛骨部が外表面を有する本体を具備しており、上記外表面が、上記構造部を大脛骨に接続した際に、前方に配置される第1部分と、遠方に配置される第2部分とを有しており、上記外表面の第1部分が膝蓋骨補装器と係合可能なくぼみを具備しており、上記外表面の第2部分が膝蓋骨補装器と係合可能な軌道を具備しており、上記軌道が2本のレールを有し、上記各レールの表面であって、上記レールの軌跡間に直角な方向の断面形状が直線または凹形曲線のいずれかであり、上記各レールの断面形状が凹形であり、かつ円の一部分である、請求項1記載の人工関節。

11 上記各レールに對して、上記レールの軌跡線に直角な方向に沿って接続する膝蓋骨補装器を組み合わせた、請求項1記載の人工関節。

14 サドル形面を有しており、かつ少なくとも軌道の一部分について、上記各レールで該レールの全長に亘って延びる区段と接続する膝蓋骨補装器を具備する、請求項1記載の人工関節。

15 i) 第1支持区域と、族合すべき第2支持区域を有する凸形支持部材であって、上記第2支持区域が、第1軸線の回りの回転面であり、かつその曲率半径が、第1支持区域の曲率半径よりも小さい凸形支持部材と、

ii) 第1支持区域と係合可能な第3支持区域と、第2支持区域と係合可能な族合すべき第4支持区域とを有する凹形支持部材であって、上記第4支持区域が、第2軸線の回りの回転面であり、かつその曲率半径が、第3支持区域の曲率半径よりも小さい凹形支持部材と有する、二つの骨の間で屈曲運動を付与する人工関節であって、

上記第2支持区域の曲率半径が上記第4支持区域の曲率半径と実質的に同一であるので、上記第2支持区域と上記第4支持区域とが互いに堆合し、さらに上記第2支持区域と上記第4支持区域とを係合した

であり、上記断面形状がレールの全長に亘って一定であり、上記レールが上記くぼみから延びるとともに、上記各レール表面の断面形状が上記レールとくぼみとの交点における上記くぼみ表面の断面形状に整合させであるので、各レールの表面とくぼみの表面が連接するようになる、請求項1記載の人工関節。

8 上記各レールの断面形状が凹形であり、かつ円の一部分である、請求項7記載の人工関節。

9 上記各レールに対して、上記レールの軌跡線に直角な方向に沿って接続する膝蓋骨補装器を具備する、請求項7記載の人工関節。

10 サドル形面を有しており、かつ少なくとも軌道の一部分について、上記各レールで該レールの全長に亘って延びる区段と接続する、膝蓋骨補装器を具備する、請求項8記載の人工関節。

11 上記第1部材が、人工膝関節の大脛骨部を含有しており、上記第1部材が外表面を有する本体を含むしており、上記外表面の一部分が、上記補装器を大脛骨内に接続された際に、遠方に配置される第1部分と、上記外表面の第1部分が膝蓋骨補装器と係合可能な軌道を有しておいて、上記外表面の第2部分が膝蓋骨補装器と係合可能な軌道を有しておいて、さらに上記各レール表面の断面形状が、上記レールの軌跡線と直角な方向に沿って、i) 直線または凹形曲線のいずれか、およびii) 上記レールの全長に沿って一定にしてある、請求項1記載の人工関節。

時に、上記開閉の屈曲軸線が第1軸線と第2軸線に対して平行になることを特徴とする人工関節。

15 i) 第1支持区域と、族合すべき第2支持区域を有する屈曲支持面を有する大脛骨部であって、上記第2支持区域が、第1軸線の回りの回転面であり、かつその曲率半径が、第1支持区域の曲率半径よりも小さな大脛骨部と、

ii) 第1支持区域と係合可能な第3支持区域と、第2支持区域と係合可能な族合すべき第4支持区域とを有する屈曲支持面を有する脛骨部であって、上記第4支持区域が、第2軸線の回りの回転面であり、かつその曲率半径が、第3支持区域の曲率半径よりも小さな脛骨部とを含有する人工膝関節であって、

上記大脛骨部の上記第2支持区域の曲率半径が上記脛骨部の上記第4支持区域の曲率半径と実質的に同一であるので、上記脛骨部の上記第4支持区域の回転面が、上記大脛骨部の上記第2支持区域の回転面と堆合し、さらに上記第2支持区域と上記第4支持区域とを係合した際に、上記開閉の屈曲軸線が第1軸線と第2軸線に対して平行になることを特徴とする人工関節。

11 上記凸形支持部材と凹形支持部材の間の接触面積が、第1支持区域と第3支持区域とを係合した場合に比べて、第2支持区域と第4支持区域とを係合した場合に

より大きくなる、請求項15記載の人工開拓。

16. 上記大腸菌と胆汁酸との屈曲支持面間の接触面積が、第1支持区域と第3支持区域とを併合した場合に比べて、第2支持区域と第4支持区域とを併合した場合により大きくなる、請求項15記載の人工開拓。

国際特許登録書 International Application No. PCT/US89/05357		
A. CLASSIFICATION FOR SEARCH		
International Classification: <i>Chemical industry, metallurgy, mining, etc.</i>		
IPC-CL: <i>C02F 2/20</i> Description of the Invention and Claims in International Patent Application		
U.S. CL: <i>623/20</i>		
B. PRIOR ART SEARCHED		
Written Descriptions Searched:		
Classification System: Classification Groups		
U.S.	623/16, 18, 19, 20	
Descriptions Searched other than Written Descriptions: All the groups that such Descriptions are included in the Fields Specified		
C. RELEVANT DOCUMENTS		
D. RELEVANT DOCUMENTS NOT RELEVANT		
Country ¹	Written Description, Drawing, Claim, Specification, etc. (Indicate Document No.)	Written Description No.
A	US, A, 4,238,933 (WARTSTEIN ET AL.) 10 November 1980. <i>Two figures (7A-7F); column 4, lines 30-56.</i>	1-14
A	US, A, 4,094,017 (WARTSTEIN ET AL.) 11 June 1978, <i>see Figures</i>	7-14
A	US, A, 3,984,106 (SHUTTER, JR. ET AL.) 22 June 1976, <i>see Figures.</i>	7-14
1. General information of cited documents: ① Document containing the general idea of the art which is not yet published and published in or after the International Application Date. ② Document which may directly or indirectly, be of use in obtaining complete information for an examination of the International Application. ③ Document relating to an application filed by the same inventor or by persons acting in concert with the inventor. ④ Document relating to an application filed by the same inventor or by persons acting in concert with the inventor, and which may be of use in obtaining complete information for an examination of the International Application. ⑤ Document which is not the same application but which contains information of the same subject matter.		
2. List of documents examined after the International Application Date: 06 March 1989 (06.03.89) 20 APR 1989 International Search Report ISA/US <i>David J. Geller</i>		

3 電気第1記載の人工開闢において、上記駆動装置の大きさで、上記駆動装置の第2部分等が保持することを特徴とする人工開闢。

4 電気第3記載の人工開闢において、上記凸状及び凹状駆動部の第2部分等が保持することを特徴とする人工開闢。

5 電気第4記載の人工開闢において、上記凸状及び凹状駆動部の第2部分等が、實質上に上記駆動部の全幅に亘ることを特徴とする人工開闢。

6 電気第1記載の人工開闢において、上記駆動装置のセグメントが約10°以上であることを特徴とする人工開闢。

7 電気第2記載の人工開闢において、上記第1要求が、人工開闢部の大断面を含むこと、上記大断面部が外観部を有する本体を具備しており、上記外観部が、上記駆動装置の大断面を示すために、背面に記載される第1部分と、裏面に記載される第2部分とを有しており、上記外観部の第1部分が駆動装置部と駆動可能部を示す構造をしており、上記外観部の第2部分が上記駆動装置部と駆動可能な部を示す構造をしており、上記駆動部は2本のレールを含むこと、上記各レールの表面であって、上記レールの駆動部に直角な方向の駆動部が複数または凹曲曲線のいずれかであり、上記駆動部が各レールを含むこと、三つで一まとまりであり、上記レールが上記駆動部を呈出するとともに、上記各レール表面の駆動部が上記レールと上記駆動部との交差する上記駆動部の表面の駆動部に適合させてあるので、各レールの表面と上記駆動部の表面が接合するようになることを特徴とする人工開闢。

8 電気第7記載の人工開闢において、上記各レールの駆動部が駆動部であり、かつ月一日等を標準とすることを特徴とする人工開闢。

9 電気第7記載の人工開闢において、上記各レールに対して、上記レールの駆動部に外側に位置して運動する駆動装置部を有することを特徴とする人工開闢。

10 電気第8記載の人工開闢において、サドル状表面を有しており、かつ少

とする人工開闢であって、

上記第2当該区域の凸状半径が上記第4当該区域の凸状半径と規則的に同一であるので、上記第2当該区域と上記第4当該区域が互いに一致して表示し、さらに

上記第2当該区域と上記第4当該区域とを結合した際に、上記駆動装置の駆動部が上記第1要求と第2要求に対して平行になることを特徴とする人工開闢。

11 第1当該区域と、上記第1当該区域から連続する第2当該区域を有する駆動装置部を有する大断面部であって、上記第2当該区域が、第1当該区域の四隅の駆動面であり、小さなその凸状半径が、第1当該区域の凸状半径より小さい駆動面と、

2) 第1当該区域と、駆動可能な第3当該区域が、第2当該区域と併合する駆動装置部を有する駆動装置部でありて、上記第3当該区域から連続する第4当該区域が、第3当該区域の四隅の駆動面でありて、上記駆動装置部が、第1駆動部の回りの駆動面と並んで、かつその由来等が、第3当該区域の凸状半径よりも小さい駆動面を有する大断面部であって、

上記大断面部の上記第2当該区域の凸状半径は上記各部の上記第2当該区域の凸状半径と實質的に同一であるので、上記各部の上記第4当該区域が、第3当該区域の駆動装置部が、上記大断面部の上記第2当該区域の駆動面と一致して表示し、さらに

上記第2当該区域と上記第4当該区域とを結合した際に、上記駆動装置の駆動部が第1駆動部と第2駆動部に対して平行になることを特徴とする人工開闢。

12 電気第1記載の人工開闢において、上記凸状駆動部と凹状駆動部の駆動部の駆動面が、上記第1当該区域と上記第2当該区域が互いに結合した場合に比べて、上記第2当該区域と上記第4当該区域とを結合した場合よりも大きくなることを特徴とする人工開闢。

13 電気第2記載の人工開闢において、上記駆動装置と駆動部ととの駆動部の駆動面の駆動面が、上記第1当該区域と上記第3当該区域とを結合した場合に比べて、上記駆動装置と駆動部ととの駆動部の駆動面が、上記第1当該区域と上記第4当該区域とを結合した場合よりも大きくなることを特徴とする人工開闢。

なくとも軌道の一部分について、上記各レールで該レールの全長に亘って延出する区域と接触する複数骨牌装置を具備することを特徴とする人工開口部。

11. 前項第1記載の人工開拓において、上記第1要素が、人工開拓箇所の大底面積を含めておりて、上記第1要素が面外側を含む全体を有しておりて、上記第1要素の一部が、上記人工開拓を斜面外側に修復せたときに、某處に記載されたり、上記各部分が、2本のレールを有しててから斜面開拓箇所を含めて斜面を含めておりて、さらに上記各レール表面の断面形状が、上記第1の車輪底面と直角方向に沿って、直角形状または断面形状の直角形状の車輪底面のいずれか、又は、上記レールの全长に沿って一定にしてあることを特徴とする人工開拓。
12. 前項第1記載の人工開拓において、上記各レールの断面形状が直角であり、かつこの直角の一部分を削除することを特徴とする人工開拓。
13. 前項第1記載の人工開拓において、上記各レールに対して、上記レールの側面を直角方向に沿って削除する斜面削除装置を含めさせてこなすことを特徴とする人工開拓。
14. 前項第12記載の人工開拓において、ナル形断面を有しておりて、かつ少年と半車半車の二部分に分けて、上記各レールを横断の長さに沿って延ばす範囲と並進する斜面削除装置を直角にしてあることを特徴とする人工開拓。
15. 1) 当第1地区と、上記第1当該区域から隣接する第2当該区域を有する直角要素であって、上記第2当該区域が、第1軸側の切りの回転面であり、かその車輪半車が、第1当該区域の車輪半車よりも小さい直角要素を有す。
2) 上記第1当該区域と斜面を含む直角区域と、上記第2当該区域を含めて直して上記第3当該区域から上記第1当該区域と斜面を含む直角区域を有する直角要素であって、上記第4当該区域が、第1軸側の切りの回転面であり、かその車輪半車が、上記第3当該区域の車輪半車よりも大きい直角要素を有する。この二つの直角要素で構成する、二つの直角の頂部で斜面削除装置を有する。

即ち大脳骨部をも、上記第2要素1.8は人工開創部の脳骨部を有し、上記第2要素1.3は脳骨部内に移殖した場合、上記第2要素1.3の図状当該要素4の第1部分4.1は前方に位置し、上記図状当該要素3の第2部分4.4は後方に位置することを特徴とする人工開創。

21 前述の範囲1.9、又は2.0記載の人工開創において、上記凸状当該要素2.0と図状当該要素3.4の図状当該要素3部分2.0b、3.4bを併合しているときよりも、上記第2部分2.0c、3.4cが結合している場合の方が有利であることを特徴とする人工開創。

22 前述の範囲1.9、2.0、又は2.1記載の人工開創において、上記人工開創部の大セグメントの運動をを行う間に上記凸状当該要素3.0と図状当該要素3部分2.0c、3.4cは係結しすることを特徴とする人工開創。

23 前述の範囲1.9、2.0、2.1、又は2.2記載の人工開創において、上記人工開創部の大セグメント運動の内側距離は約3.0°以下であることを特徴とする人工開創。

24 前述の範囲1.9、2.0、2.1、2.2、又は2.3記載の人工開創において、上記第1要素1.0の凸状当該要素2.0は第3部分2.0dを有し、上記第2要素1.3の図状当該要素3.4は第3部分3.4dを有し、上記第2部分2.0c、3.4dは上記人工開創部の大セグメントの運動を行間に係結することを特徴とする人工開創。

25 前述の範囲1.9、2.0、2.1、2.2、又は2.3記載の人工開創において、上記第1要素1.0の凸状当該要素2.0は上記第2部分2.0cと第3部分2.0dの第2部分2.0cと第3部分2.0dは駆動面を形成し、上記第2要素1.3の図状当該要素3.4の上記第2部分2.0cと第3部分2.0dは脳表面を形成することを特徴とする人工開創。

26 前述の範囲1.9、又は2.0記載の人工開創において、上記第1要素1.0の凸状当該要素2.0と第2部分2.0cと第3部分2.0dは実質的に上記人工開創部の第一軸に延長し、上記第2要素1.3の凸状当該要素3.4の第2部分3.4cと第3部分3.4dは実質的に上記人工開創部の第一軸に延長することを特徴とする人工開創。

27 前述の範囲1.9、2.0、2.1、2.2、2.3、2.4、2.5、又は2.6記載

の人工開創において、上記第1要素1.0は脳表面の大脳骨部を有し、上記第1要素1.0は前又は大脳骨内に骨創したときに一部が前方に位置する外脳面を具えた本体を有し、上記一部は脳表面被覆筋8.0、9.0と併合する外脳筋4.0を有し、同筋は3.4体2個のレール8.8からなり、上記レール8.8の長手方向軸線に関して前方に向かって上記各レール8.8の表面が斜めは、1) 脳表面が凸状当該要素のいずれでもよく、もして2) 上記レール8.8の長さに沿って一定であることを特徴とする人工開創。

28 前述の範囲1.9、2.0、2.1、2.2、2.3、2.4、2.5、又は2.6記載の人工開創において、上記第1要素1.0は人工開創部の大脳骨部を有しており、上記第1要素1.0はが面をもった本体を有し、同面は第3部分と第2部分をもっており、上記第1要素1.0を大脳骨内に骨創したときに上記第1部分は前方に、上記第2部分は遠方に位置するようになつており、上記表面の第1部分は上記脳表面被覆筋8.0、9.0と係結する筋群8.2を有し、上記表面の第2部分は上記脳表面被覆筋8.0、9.0と併合する筋群8.4を有し、同筋は3.4は2個のレール8.8からなり、上記レール8.8の長手方向軸線に関して前方に見た上記各レール8.8の表面の断面形状は、直角か凸状当該のいずれでもよく、もして上記レール8.8の断面形状は同レール8.8の長さに沿つて一定である、各レール8.8は上記筋群8.2から延長し、各レール8.8の表面の断面形状は同レール8.8と上記図範3.2が接する部分での上記筋群8.2の表面の断面形状に一致し、もって上記各レール8.8の表面が上記筋群8.2の表面に統合的に接続することを特徴とする人工開創。

29 前述の範囲2.7、又は2.8記載の人工開創において、上記各レール8.8の断面形状であって円の一部分を構成することを特徴とする人工開創。

30 前述の範囲2.7、2.8、又は2.9記載の人工開創において、上記人工開創部は脳表面被覆筋8.0が剥離され、上記脳表面被覆筋8.0は上記レール8.8の長手方向軸線に関して後方の線1.3に沿つて上記各レール8.8に接続することを特徴とする人工開創。

31 前述の範囲2.9記載の人工開創において、上記人工開創部には脳表面被

筋9.6が剥離され、上記脳表面被覆筋9.6はサドル状の表面を有し、上記脳表面被覆筋9.6は上記筋群8.0の少なくとも一部分であって、上記レール8.8の長さに沿つて延長する区段1.40で上記各レール8.8と接続することを特徴とする人工開創。

32 2本の筋の間で筋創面を形成する人工開創において、

(1) 上記第1要素2.9bと上記第1.2当該区域2.0cにつながる第2当該区域2.0cを有する凸状当該要素1.0であって、上記第2当該区域2.0cは第1筋群3.5を中心にして回転する回転面であり、上記回転面は上記第1当該区域2.0の筋群3.2よりよりも大きい面半径R3.3をもつた凸状当該要素1.0、及び(2) 上記第1当該区域2.0cと上記第2当該区域2.0cと上記第3当該区域3.4bをもつて上記第2当該区域2.0cに係結する第3当該区域3.4bと、上記第3当該区域3.4bから後方に上記第2当該区域2.0cを再び回転する回転面であり、上記回転面は上記第3当該区域3.4bと再び第2筋群3.5を中心にして回転する回転面であり、上記回転面は上記第3当該区域3.4bの曲率半径よりも小さい面半径R3.8をもつている人工開創において、

上記第2当該区域2.0cの曲率半径R3.8は上記第4当該区域3.4cの曲率半径R3.8と実質的に同一のもので、上記第2当該区域2.0cと第4当該区域3.4cが併合して構成する場合には、上記第1筋群と第2筋群に平行であることを特徴とする人工開創。

33 前述の範囲3.2記載の人工開創において、上記凸状当該要素1.0と上記図状当該要素1.0の接続区域は、上記第1当該区域2.0bと第2当該区域3.4bが併合している場合よりも上記第2当該区域2.0cと第4当該区域3.4cが併合している場合の方が大きであることを特徴とする人工開創。

34 前述の範囲3.2、又は3.3記載の人工開創において、上記第1当該区域3.4bの曲率半径は上記第1当該区域の曲率半径R3.2よりも大であることを特徴とする人工開創。

35 前述の範囲3.2、3.3、又は3.4記載の人工開創において、上記人工開

創部表面が斜めであり上記凸状当該要素1.0は大脳骨部であり、上記図状当該要素1.0は脳表面であることを特徴とする人工開創。」